

# 遠近調節障害のバイオフィードバック 自己治療システムの研究

小野寺 一\*・高根 優子\*・福本 一朗\*

Self treatment system for visual accommodation  
using biofeedback technique

Hajime ONODERA, Yuko TAKANE, Ichiro FUKUMOTO

Institute of Biomedical Engineering, Nagaoka University of Technology  
Kamitomioka 1603-1, Nagaoka city, Japan 940-21 Tel. 0258-47-1611ex4541, Fax. 0258-46-8163  
E-mail: onodera@voscc.nagaokaut.ac.jp

This study aims to treat the false nearsightedness by biofeedback techniques. Changes in the thickness of eye-lens were applied to the feedback system using Purkinje-Sanson images. This experimental method is enable to measure the lens thicknesses.

We applied the system to the convex lens and swine eye-lens and got the good relationships between the measured data and the real lens thicknesses.

We obtained the suitable optical condition of P-S image.

**Key words :** false nearsightedness, biofeedback, lens thickness, Purkinje-Sanson image

## 1. はじめに

近視は、わが国だけでも数百万人の患者がいると考えられ、今後も激しい受験勉強やディスプレイを凝視するゲームやテレビ等により近視患者は益々増加すると思われる。

近視は種々の理由により眼球焦点が網膜より前方に結ばれてしまう屈折異常で、その原因として先天性・病理的および機能的なものがある。このうち機能的なものは仮性近視と呼ばれ、水晶体を釣っている毛様体筋の過緊張がその原因とされている。これは、無意識に作用する微妙な調節機構を有する平滑筋である毛様体筋の機能的疾患である。

我々は、仮性近視の機能的疾患に有効とされる治療法の確立を目指し、特に副作用等の影響がない自己治療法を取り入れる。眼球の毛様体筋は、本来無意識で作用しているため、外部フィードバック経路を人為的に付加することにより、随意的にコントロールできるバイオフィードバック療法を用いる。

特に、フィードバック情報を水晶体厚みの変化量とし、これを計測する手法を提案した。具体的応用として、眼球の水晶体厚み変化量を計測し音などでフィードバックさせる方法が考えられる。高音の場合、自分の眼球水晶体が近調節、低音の場合、水晶体が遠調節を行っていることを認識させ、毛様体筋の過緊張を弛緩する自己治療等が可能である。

本計測法は、眼科領域で知られているPurkinje-Sanson像を用い、簡単な光学系によって非侵襲かつ実時間で水晶体厚みの変化量をとらえることが可能である。

P-S (Purkinje-Sanson) 像は、眼球に光を照射した時の反射像である。つまり強い光を照射するほど明るく撮影され、眼球からP-S像抽出は容易であるが、眼への生理的影響については不明な点も多く、一般的には強い光は望ましくないと考えるべきである。一方、眼透光体各組織（房水、水晶体、硝子体、網膜）における光の吸収特性がそれぞれ波長により異なっているため、弱いエネルギーの光源で効率の良い抽出を行うには、波長を選択して光源とする必要がある。

原稿受付：平成8年6月14日

\*長岡技術科学大学生物系

## 2. P-S像を用いた計測法

眼科領域で古くから無水晶体症を迅速に検査する方法としてPurkinje-Sanson像を用いる手法があった。この手法は被験者の眼前に光源をおくと、その瞳孔には3つの像が認められることを用いている。それぞれ、第1 P-S像（角膜前面による反射像）、第2 P-S像（角膜曲面による結合輝点）、第3 P-S像（水晶体前面による反射像）である。

一方、眼球が指標に焦点を合わせるための調整作用は水晶体の厚みを変えて行われている。近視は、水晶体の調節を行っている毛様体筋の過緊張により、水晶体の形状が球形に近づいたままになる。特に水晶体前面において曲率が増大するため、この変化は、第3 P-S像の移動により確認できる。この第3 P-S像を計測することでFig. 1に示す簡単な光学系を用いて無侵襲かつ実時間で水晶体厚み変化量が計測できる。

P-S像を用いた計測法の有効性を得るために光学素子である両凸レンズを用いて簡単な実験を行った。半導体レーザを両凸レンズに照射し、その凸レンズ前面による反射光を第1 P-S像、後面による反射光を第2 P-S像としてレンズホルダに装着した記録紙にプロットした。

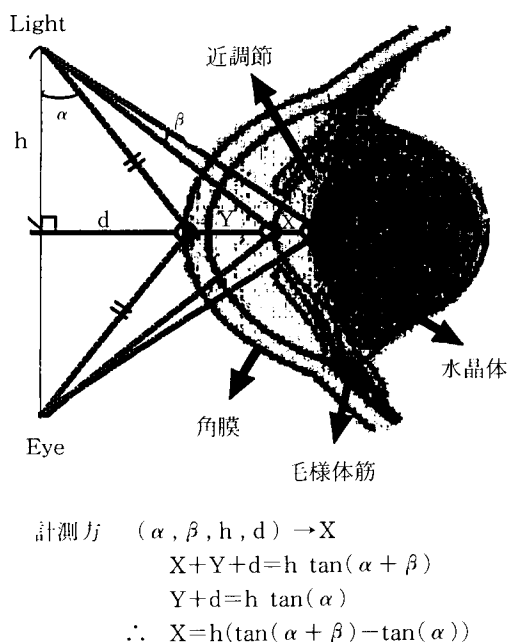


Fig. 1 Lens thickness measurement method using Purkinje-Sanson image

両凸レンズは、曲率と厚みの異なる4種類を用いた。バイオフィードバック治療には、水晶体厚み変化量の高い計測精度より、理論値と実測値の高い相関関係が得られる必要がある。Fig. 3に示す両凸レンズの実測値と理論値の関係は、相関係数  $R=0.96$  の高い値が得られた。

以上の結果により、P-S像を用いた水晶体厚み変化量計測法によるバイオフィードバック治療が可能であることを確認した。

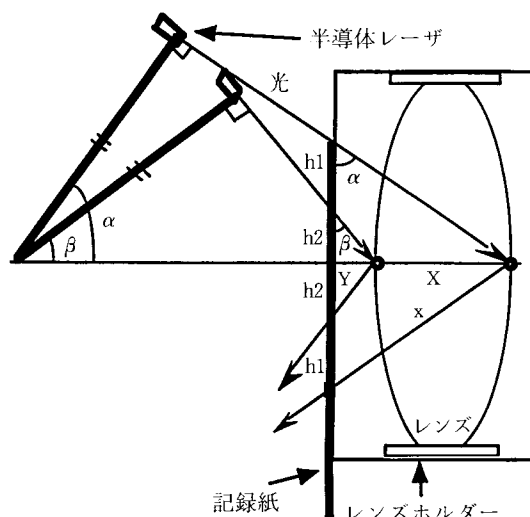


Fig. 2 Calculating condition and Eye model using lens

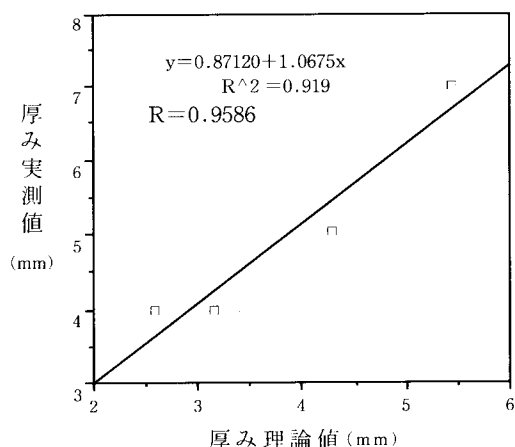


Fig. 3 Calculation data and experiment data

### 3. P-S像と眼球運動

眼球に光を照射し、反射するP-S像をカメラにより撮影する。撮影された画像をコンピュータにより画像解析し、P-S像を抽出する。

眼球に照射された光は、まず空気中から媒質の異なる角膜前面によって生じる輝点、第1 P-S像となる。次に角膜の凸レンズの働きによる結合輝点、第2 P-S像、さらに媒質の異なる水晶体前面による輝点、第3 P-S像を得る。

眼球の回転によるP-S像移動計測実験を行った。ここでは、ブタの摘出眼球を用いたため水晶体厚みは変化せず摘出眼球の回転運動だけのP-S像移動量を確認した。実験は暗室で行い、ブタ摘出眼球を左右に回転させ、アルゴンレーザーを照射し、P-S像をC C Dカメラにより撮影した。データはRS-422のシリアルポートを介してリアルタイムでパーソナルコンピュータに取り込み分析を行った。結果は、全ての眼球で白黒16階調の映像で大きく三つの点が確認できた。

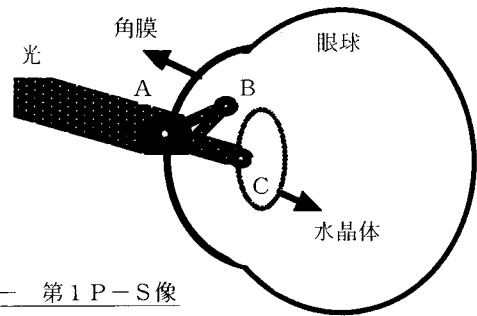
各輝点がどのP-S像に対応しているか調べるため、眼球直前にピンホールを介し角膜の凸レンズの働きを防ぎ輝点の一つを消失させた。この消失輝点が、角膜による結合輝点第2 P-S像である。更に、眼球を回転させたところ第2 P-S像は、眼球運動に対応している事を確認した。Fig. 6 に概念図を示す。B'を回転によるBの移動点、Oを眼球の回転中心とする。BからB'の移動は

$\theta = 15$ 度の場合、第2 P-S像移動量は約0.5mm

$\theta = 30$ 度の場合、第2 P-S像移動量は約1 mm

である。この手法は、一般に眼球運動を測定する場合に使用されている。

我々の目的は水晶体の厚み変化量測定である。それには、Fig. 6 のAとCの直線距離を測定することで可能である。しかし実際の眼球は、回転運動することを考慮に入れなければならない。眼球の回転によりAとCの計測位置が変わり、正確な水晶体厚み変化量を得られない。そこで、眼球の回転運動に対応させるため、BからB'への移動量を計測し、眼球の回転量を計算し、常に補正する水晶体厚み測定法が可能である。



A — 第1 P-S像

(角膜前面による輝点)

B — 第2 P-S像

(角膜による結合輝点)

C — 第3 P-S像

(水晶体前面による輝点)

Fig. 4 P-S image position



眼球左側から照射

眼球右側から照射

Fig. 5 Rolling of eye

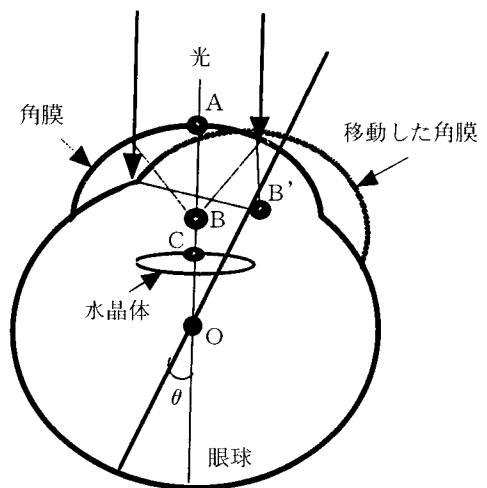


Fig. 6 Second P-S image position

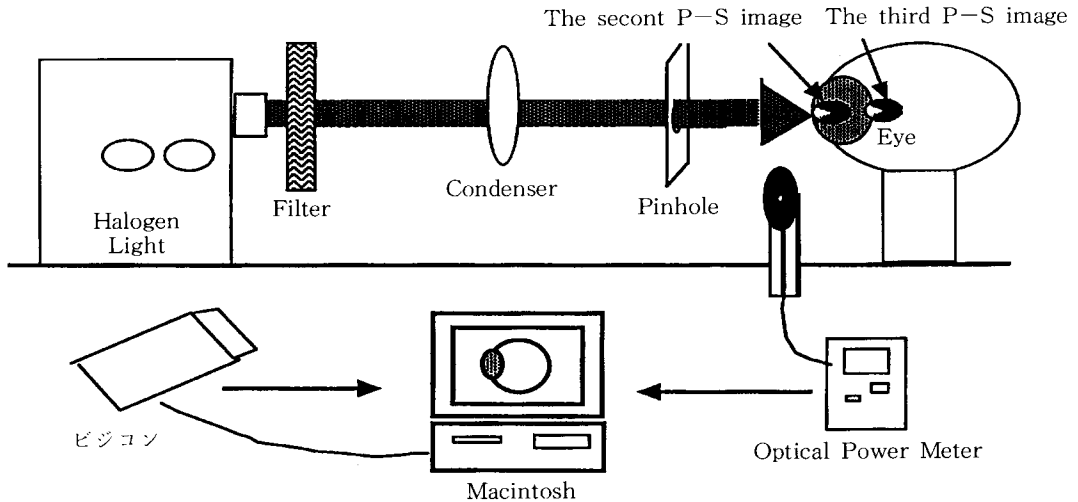


Fig. 7 Purkije-Sanson image measurement system

#### 4. 実験方法

豚摘出眼球を用いて、P-S像を安全に効率よく抽出できる光学的条件を明らかにする。今回の実験では、眼球回転運動も考慮できる第2、3 P-S像を計測対象とした。

第2、3 P-S像を効率よく抽出できる光学的条件として照射する光の強度と波長を変化させ、ブタ摘出眼球におけるP-S像を撮影した。ブタ摘出眼球は鮮度の落ちる事による各組織内白濁を防ぐため、摘出4時間以内のブタ眼球を用いて実験を行った。光源には、近赤外に比較的強いハロゲンランプを用い眼球正面から照射した。光は途中波長帯域フィルタを介し、集光レンズ、ピンホールを通過し眼球に照射される。

照射する光の強度の調整は、ハロゲンランプの電圧によって行い、眼球前面で光パワーメータにより照度を計測した。

照射する光の波長帯域の調整は、光源と眼球との間に40~50nmの半値幅を持つ9種類の帯域フィルタを取り替えることで行った。

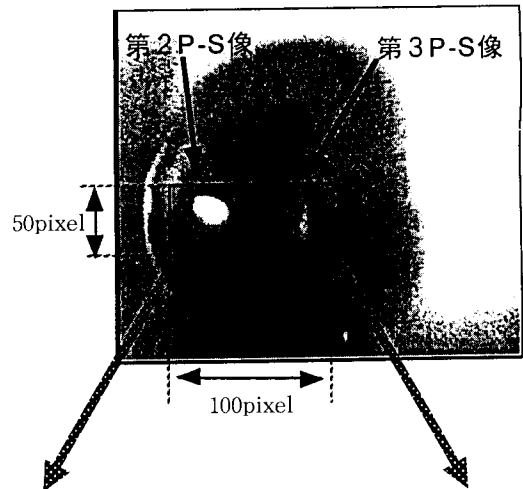


Fig. 8 Pick-up Image

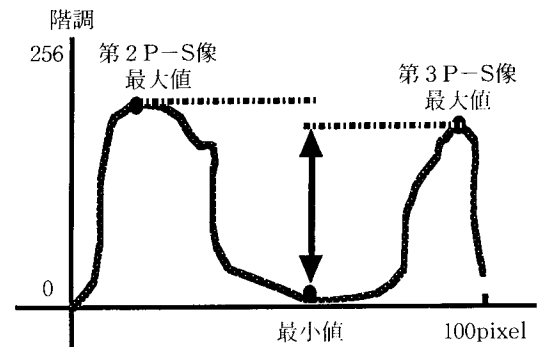


Fig. 9 Brightness difference of Purkinje-Sanson image

Table.1 System composition

光源	ハロゲンランプ
ビジコン	低残像赤外遠長型ビジコン
Filter	500~850nm内の9種類帯域Filter
眼球	豚から摘出4時間以内、12個
解析	Power Macintosh

## 5. 解析方法

Fig. 8 にブタ摘出眼球における第2 P-S 像, 第3 P-S 像の256階調撮影画像を示す。解析は, P-S 像撮影画像から第2, 3 P-S 像とその周辺を含む縦50Pixel, 横100Pixelを切り出し, この切り出し領域で行った。

Fig.10に縦軸を帯域フィルタによる光波長, 横軸を光パワーメータ計測による光強度によるそれぞれの第2 P-S 像を示す。ここで, 光の強度, 波長によってP-S 像とその周辺の輝度は明らかに影響を受けている事がわかる。光の強度を強くすると第2 P-S 像は大きな輝点となり, その周辺へも広がる。強度を弱くすると光の波長に大きく影響する。

そこで, 光の強度, 波長がどの程度影響するか, 階調差分値を用いて解析を行った。階調差分値は, Fig. 9 に示す第2, 3 P-S 像の階調最大値とその周辺における階調最小値の差により求める。この階調差分値が大きいほどP-S 像とその周辺の輝度差が大きいことになり, P-S 像抽出を効率良く行うことができると考える。光の強度, 波長に對したそれぞれの眼球画像から切り出した領域を画像解析し階調差分値を求めた。

## 6. 結果

ブタ摘出眼球から撮影された第2 P-S 像の, 異なる光の強度, 波長と階調差分値の関係をFig. 11に示す。この結果, 第2 P-S 像は, 光強度, 波長帯域が低くなるにしたがって階調差分値も小さくなる結果であった。ここで, 光強度0.007mWの波長帯域760nmから850nmだけは階調差分値の若干の上昇が認められた。全体的に第2 P-S 像における階調差分値は, 光の波長よりも光の強度に對して大きく依存していた。

次に, 第3 P-S 像の異なる光の強度, 波長と階調差分値の関係をFig. 12に示す。この結果, 第3 P-S 像においても, 光の波長帯域が低くなるにしたがって階調差分値が小さくなる結果であった。ここで, 特に光強度0.007mWでは波長帯域が800nmから850nmで, 他とは反対に明確に上昇する傾向が示された。全体的に第3 P-S 像における階調差分値は, 光強度よりも光波長帯域に對して大きく依存していた。

最後に, 第2 と第3 P-S 像のそれぞれ平均階調差分値の値は, 明白に第3 P-S 像の値が大きくなった。

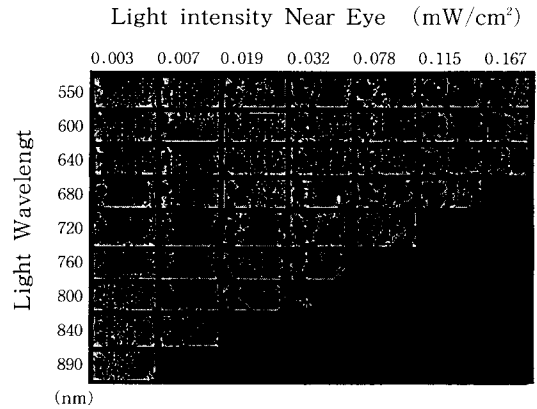


Fig.10 Second P-S image brightness corresponding to illumination intensity

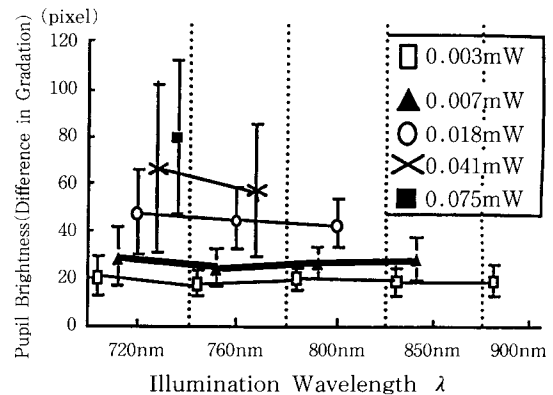


Fig.11 Second P-S image brightness corresponding to illumination intensity

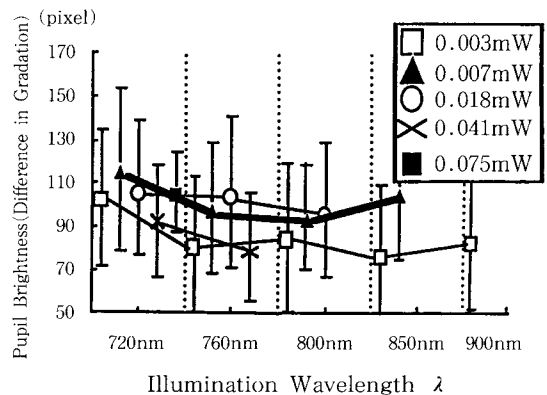


Fig.12 Therd P-S image brightness corresponding to illumination intensity

## 7. 考 察

光学素子両凸レンズを用いた実験は、実測値と理論値との間に誤差が生じた。これは、水晶体厚み変化量の近似計算法が、光が眼球角膜で屈折する曲面屈折率を考慮していないためと考えられる。しかし我々は、水晶体厚み変化量理論値と実測値との高い相関関係を得た。この結果は、バイオフィードバック自己治療に應用できることが示唆された。

眼球の回転によるP-S像計測実験では3つの輝点が観測され、眼球の回転に伴う第2P-S像の移動が確認された。我々の目的である水晶体厚み変化量の計測は、眼球運動の影響を受け無いよう第2、3P-S像を用いることで眼球回転運動に対応した水晶体厚み変化量の測定法が考えられる。

第2、3P-S像を安全に効率よく抽出する光学的条件を求める実験から、第2P-S像は角膜全面による結合輝点つまり、光の集光輝点であるため光の波長より強度に影響されたと考えられる。第3P-S像は、光の眼球内透過後の水晶体前面反射であるため、眼球の透過効率、吸収特性の異なる各組織を通過することで、波長に大きく影響を受けると考えられる。

第2より3P-S像の輝度差分値が大きい結果は、第2P-S像が集光輝点であるため、第3P-S像と同じ光学条件であっても、第2P-S像周辺に影響を与えらるほど輝度が高くなるためと考えられる。

今回の実験により第2、3P-S像共に強度0.007 mW/波長850nmでの輝度差分値が上昇することが確認された。強度0.007mWは、波長850nmを使用する

ことで他の帯域を十分満足する輝度差分値が得られることが解った。つまり、P-S像抽出のための効率の良い光学的条件は

- ・光強度 0.007mW
- ・光波長 850nm

で十分であることが確認された。

今後、波長を選択した発光ダイオード等を用いて計測装置の小型化をはかり、動物による臨床実験を行い安全性を確認する。

## 8. 参考文献

- 1) 福本 一朗：“Purkinje-Sanson像を用いた水晶体厚み計測法の基礎研究” 医用電子と生体工学，第33回大会論文集，pp.317(1995)
- 2) 福本 一朗：“P-S像を用いた水晶体厚簡易計測法への試み” 人間工学会第24回関東支部大会講演集，pp.12-121(1994)
- 3) 小野寺 一：“Purkinje-Sanson像を用いた水晶体厚み計測法の基礎研究” 信学技法MIE95-81，pp.41-46(1995)
- 4) 伴野明：“視線検出のための瞳孔撮影光学系の設計法” 信学論，J-74-D-II，pp.736-747(1991)
- 5) 伴野明，飯田宗夫，小林幸雄：“非接触視線検出のための特徴点抽出法” 信学技法，PRU88-73(1988)
- 6) 伴野明：“瞳孔の抽出処理と頭部の動きを許容する視線検出装置の試作” 信学論，J-76-D-II，pp.636-646(1993)
- 7) 佐藤啓仁，山本純雄，鎌田治，阿見誠，福島一城，内藤富雄：“二次元CCDカメラを用いた眼球回旋運動の測定” 機械学会論文誌，C編，56,556(1992)
- 8) 関 亮：“紫外・赤外線的眼に対する作用効果と安全” 照明学会雑誌，61,11 pp.636-641(1977)